

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-201770

(43) 公開日 平成10年(1998) 8月4日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 17/38
5/00

識別記号

3 1 0
1 0 1

F I

A 6 1 B 17/38
5/00

3 1 0
1 0 1 K

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平9-11572

(22) 出願日 平成9年(1997) 1月24日

(71) 出願人 591138315

株式会社メックス

愛知県尾西市北今字定納28番地

(72) 発明者 松井 照幸

愛知県尾西市北今字定納28番地 株式会社
メックス内

(72) 発明者 杉浦 康博

愛知県尾西市北今字定納28番地 株式会社
メックス内

(72) 発明者 三石 節也

愛知県尾西市北今字定納28番地 株式会社
メックス内

(74) 代理人 弁理士 岡田 英彦 (外 5 名)

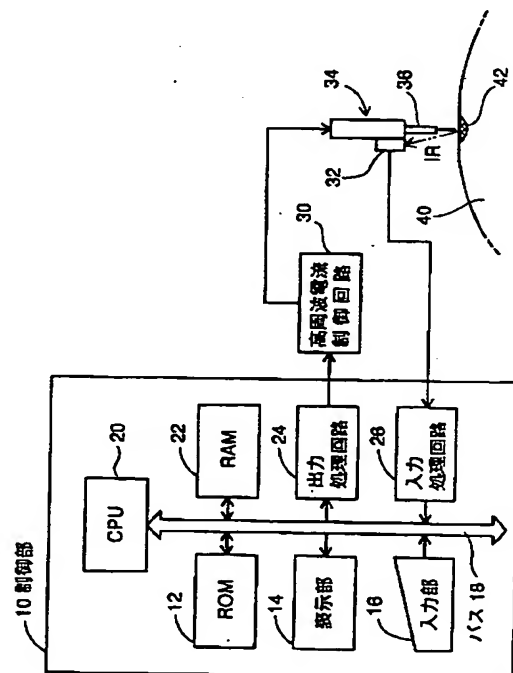
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科的装置

(57) 【要約】

【課題】 生体に外科的処置を施して、その患部を過不足なく最適に凝固させるようにする。

【解決手段】 電気外科的装置の一つである電気メス装置は、制御部10、高周波電流制御回路30、ハンドピース34によって構成されている。ハンドピース34にはブレード36の他に、赤外線温度センサ32(温度センサ)が設けられている。この赤外線温度センサ32は患部(生体40に形成された凝固エリア42)の平均温度を計測し、その温度を制御部10(出力装置)に出力する。その制御部10では、表示部14に温度が表示され、および/または、患部の温度が目標温度になるように高周波電流制御回路30の出力が制御される。こうして計測された患部の温度に基づいて、外科的処置を適切に施すことができる。したがって、生体に外科的処置を施す際において、その患部を過不足なく適切に凝固させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体に外科的処置を施して、その患部を凝固させる電気外科的装置において、生体に形成された凝固部位の温度を計測し、その温度を出力装置に出力する温度センサを有することを特徴とする電気外科的装置。

【請求項2】 請求項1に記載の電気外科的装置において、その出力装置は、外科的処置を行うための出力を制御する出力制御装置または温度を表示する表示装置であることを特徴とする電気外科的装置。

【請求項3】 請求項1に記載の電気外科的装置において、その温度センサには、赤外線温度センサを用いることを特徴とする電気外科的装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は電気外科的装置に関し、生体に外科的処置を施して、その患部を過不足なく最適に凝固させる技術に関する。

【0002】

【従来の技術】 電気外科的装置には、電気メス装置、不活性ガスのプラズマガス放電装置、レーザメス、マイクロ波装置等の外科的装置がある。この電気外科的装置を用いて生体に外科的処置を施して、その患部を凝固させる技術が実公平4-40665号公報に開示されている。この公報に開示された技術によれば、予め設定された制御条件に従って生体に外科的処置が施される。その外科的処置によって、患部を所定温度に加熱して凝固させることができる。患部を凝固させることにより、傷口の縫合や止血を行う。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、外科的処置を行うことにより患部を適切に凝固させるには、その患部ごとに制御条件が必要になる。したがって、生体全ての患部について制御条件を予め設定しておくことは困難であった。また、こうして予め設定された制御条件に従って外科的処置を行なった場合でも、患部が凝固したか否かは術者の目視によって行われるのが通常である。そのため、生体の状態等によってはその患部が過度に加熱されてしまい、治療対象の部位以外の健康な生体組織を凝固させてしまう場合がある。この場合、多くは下層組織から血液がにじみ出てきたり、火傷状態になってしまう。逆に、生体の状態等によってはその患部の温度が適切な温度まで加熱されず、患部全体を凝固させることができない場合がある。本発明はこのような点に鑑みてなされたものであり、外科的処置を行なっている患部の温度を適正に維持し、その患部を過不足なく適切に凝固させる電気外科的装置を提供することを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための第1の手段】 請求項1に記載の発明は、生体に外科的処置を施して、その患部を凝固させる電気外科的装置において、生体に形成された凝固部位の温度を計測し、その温度を出力装置に出力する温度センサを有することを特徴とする。ここで、「生体に外科的処置を施す」とは、電気エネルギーをレーザ、マイクロ波、プラズマガス放電等に変換して生体の患部に照射する処置である。また、「凝固させる」という場合には、生体組織（患部）の凝固に限らず、瘡蓋（かさぶた）形成等のような傷口の縫合や止血を行うための処置を意味する。請求項1に記載の発明によれば、温度センサによって生体に形成された凝固部位の温度が計測され、その温度が出力装置に出力される。そのため、出力装置に出力された凝固部位の温度に基づいて、術者は外科的処置を施すことができる。したがって、外科的処置を行なっている患部の温度を適正に維持し、その患部を過不足なく適切に凝固させることができる。

【0005】

【課題を解決するための第2の手段】 請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の電気外科的装置において、その出力装置は、外科的処置を行うための出力を制御する出力制御装置または温度を表示する表示装置であることを特徴とする。請求項2に記載の発明によれば、温度センサによって生体に形成された凝固部位の温度に基づいて出力制御装置が外科的処置を行うための出力を制御し、またはその温度が表示装置に表示される。出力制御装置はその凝固部位の温度に応じて、外科的処置を行うための出力を増減させる。また、外科的処置を行なっている患部の温度を表示装置に表示すれば、術者はその現在温度を知ることができ、外科的処置を行うための出力を増減することが可能になる。したがって、いずれの場合でも患部を過不足なく適切に凝固させることができる。

【0006】

【課題を解決するための第3の手段】 請求項3に記載の発明は、請求項1に記載の電気外科的装置において、その温度センサには、赤外線温度センサを用いることを特徴とする。請求項3に記載の発明によれば、赤外線温度センサは外科的処置を施している患部に接触することなく温度を計測することができる。そのため、血液等による計測誤差が防止され、患部の温度を正確に計測することができる。また、患部に接触しないため、衛生的である。

【0007】

【発明の実施の形態】 以下、本発明の実施の形態について図面に基づいて説明する。

【実施の形態1】 まず実施の形態1は、電気メス装置（正式には電気手術装置）について本発明を適用したものであって、図1～図3を参照しながら説明する。ここで図1には、電気メス装置の概略構成をブロック図で示

す。図2には温度表示処理を、図3には温度制御処理を、それぞれフローチャートで示す。ここで電気メス装置には、ブレード（メス刃）を生体に接触させた状態で高周波電流を流しながら切開する切開モードと、ブレードを生体から少し離れた状態でアーク放電を起こして凝固を行うスプレー凝固モードとがある。実施の形態1では、後者のスプレー凝固モードについて本発明を適用した例を示す。

【0008】まず電気メス装置は、高周波エネルギーを利用して生体組織の切開や凝固等を行うための装置である。この電気メス装置は、図1に示すように、制御部10、高周波電流制御回路30、ハンドピース34によって構成されている。制御部10は、外科的処置を行なっている生体40上の患部すなわち凝固エリア42の平均温度を表示したり、その平均温度に従って高周波電流制御回路30から出力する高周波電流の大きさを制御する。その制御部10の具体的な構成等については後述する。高周波電流制御回路30は数MHzの高周波電流を発生させるための回路であって、制御部10からの作動指令に応じてその出力値が変化するように構成されている。ハンドピース34にはブレード36の他に、赤外線温度センサ32が設けられている。この赤外線温度センサ32は放射温度センサ（すなわち放射温度計）の一つであって、凝固エリア42から放射される赤外線（IR）を検出してその平均温度を計測する。凝固エリア42は、ブレード36と生体40との間に生ずるアーク放電による高周波電流によって、生体40の一部分を凝固させる範囲（図示する斜線部で示す範囲）である。

【0009】制御部10は、CPU20、ROM12、RAM22、表示部14、入力部16、出力処理回路24、入力処理回路26によって構成されている。CPU20は、ROM12に格納されている出力制御プログラムに従って制御部10の全体を制御する。この出力制御プログラムには、後述する温度表示処理および温度制御処理を実現するためのプログラムが含まれている。このROM12には一般にEPROMが用いられるが、これに限らずEEPROMやフラッシュメモリ等の記憶媒体を使用してもよい。RAM22には、目標温度、現在温度等の各種のデータあるいは入出力信号が格納される。このRAM22には一般にDRAMが用いられるが、SRAMやフラッシュメモリ等の記憶媒体を使用してもよい。

【0010】表示部14は現在温度等を表示するために、表示制御回路および表示装置等を備えている。表示装置には一般に液晶表示装置が用いられるが、これに限らずCRTやLED表示装置（LED単体に限らず、複数個のLEDを格子状に隣接させて配置した表示装置を含む）等を使用してもよい。入力部16はRAM22に予め記憶しておく目標温度等を入力する。この入力部16にはキーボードが用いられるが、目標温度等を入力す

るための他の装置であってもよい。例えば、マウス等のポインティングデバイスがある。入力処理回路26は、赤外線温度センサ32から出力されたアナログの温度信号を受けて、制御部10内で処理可能なデジタルの温度データに変換し、バス18を介してCPU20（あるいはRAM22）に転送する。出力処理回路24はCPU20からバス18を介して送られた出力データを受けて、高周波電流制御回路30に作動指令を送る。

【0011】上記構成を有する電気メス装置は、生体40における凝固エリア42の温度を表示等するために、制御部10では図2に示す温度表示処理または図3に示す温度制御処理が行われる。これらの処理は、いずれもROM12に格納されている出力制御プログラムをCPU20が適切な時期に実行することによって実現される。図2に示す温度表示処理では、まず凝固エリア42における現在温度を計測する（ステップS10）。具体的には、ステップS10において、ハンドピース34に設けられている赤外線温度センサ32から出力された温度信号を受けて、その温度信号を温度データに変換する。そして、変換された温度データを表示部14に表示する（ステップS12）。こうして表示部14に表示された温度を術者が見れば、適切な温度か否かを判断することができる。また、必要に応じて術者が高周波電流の大きさ調整することによって、凝固エリア42（凝固部位）の温度を適正に維持しながら、患部を過不足なく適切に凝固させることができる。

【0012】次に、図3に示す温度制御処理は、目標温度が入力部16から入力され、RAM22に予め記憶されていることを条件に実行される。その目標温度は、後述するステップS24において参照される。まず、凝固エリア42における現在温度を計測し（ステップS20）、その温度を表示部14に表示する（ステップS22）のは、上記図2におけるステップS10、S12と同様である。そして、予め設定された目標温度と現在温度とを比較する（ステップS24）。その比較の結果、目標温度が現在温度よりも高ければ高周波電流を大きくし（ステップS26）、目標温度が現在温度よりも低ければ高周波電流を小さくし（ステップS28）、目標温度と現在温度とが等しければ何もせずに本処理をリターンする。具体的にステップS26では高周波電流制御回路30に対して高周波電流を大きくする作動指令を出力し、ステップS28では高周波電流制御回路30に対して高周波電流を小さくする作動指令を出力する。この場合、温度制御処理を繰り返すことによって、フィードバック制御により凝固エリア42の現在温度を目標温度に移行させ、維持することができる。

【0013】上記実施の態様1によれば、赤外線温度センサ32（温度センサ）によって生体40に形成された凝固エリア42（凝固部位）の温度が計測され、その温度が制御部10（出力装置）に出力される。そのため、

凝固エリア42の現在温度に基づいて、適切な外科的処置を施すことができる。したがって、外科的処置を行なっている凝固エリア42の温度を適正に維持し、患部を過不足なく適切に凝固させることができる。また、赤外線温度センサ32によって生体40に形成された凝固エリア42の現在温度に基づいて制御部10（出力制御装置）が外科的処置を行うための高周波電流制御回路30の大きさ（出力）を制御し、またはその温度が表示部14（表示装置）に表示される。制御部10はその凝固エリア42の温度に応じて、高周波電流の大きさを増減する。また、凝固エリア42の現在温度を表示部14に表示すれば、術者はその温度を知ることができ、外科的処置を行うための出力を調整することができる。したがって、いずれの場合でも最適な凝固温度で凝固エリア42に対して外科的処置を施すことができる。そのため、凝固不良（不足）や、過度の温度上昇による健康な細胞組織への熱傷を防止することができる。したがって、患部を過不足なく最適に凝固させることができる。さらに、赤外線温度センサ32（温度センサ）は外科的処置を施している凝固エリア42に接触することなく温度を計測することができる。そのため、血液等による計測誤差が防止され、凝固エリア42の温度を正確に計測することができる。また、患部（凝固エリア42）に接触しないために衛生的である。

【0014】なお、悪性細胞の治療にあたる場合には、その悪性細胞を死滅させる温度に目標温度を予め設定しておく。こうすることによって、悪性細胞のみを死滅させ、その悪性細胞の周辺あるいは深部への健康な細胞組織への影響を最小限に抑えることができる。一方、形成外科手術における皮膚病等の治療への適用も可能である。すなわち、膿摘出手術において生体40の表面部を低温にて加熱し、その膿摘出後に出血部位（凝固エリア42）を高温に加熱して止血する際に、その出血部位の現在温度をモニタリングしながら素早くしかも適切に止血を行うことができる。

【0015】〔実施の形態2〕次に、実施の形態2は、プラズマガス放電装置について本発明を適用したものであって、図4を参照しながら説明する。ここで、図4には、プラズマガス放電装置の概略構成をブロック図で示す。なお、図4では、図1と同じ要素には同一符号を付している。

【0016】プラズマガス放電装置は、生体の患部に対して不活性ガスによるプラズマガス放電を行なって、生体組織の切開や凝固等を行うための装置である。このプラズマガス放電装置は、図4に示すように、制御部10、発信回路54、駆動回路52、高電圧発生コイル50、ハンドピース56によって構成されている。制御部10の構成および機能等は、実施の形態1で既に説明したので、その説明を省略する。発信回路54は、PWM（Pulse Width Modulation）またはPFM（Pulse Freq

uency Modulation）等の変調方式によって、所定振幅のパルスが発生させる回路である。駆動回路52は、発信回路54によって発生したパルスの振幅を増幅する回路である。高電圧発生コイル50は、駆動回路52によって増幅されたパルスを受けて、高電圧を発生させるコイルである。ハンドピース56にはパイプ58の他に、赤外線温度センサ32が設けられている。このハンドピース56には不活性ガスと、高電圧発生コイル50から出力された高電圧とが供給されており、パイプ58からは生体40の患部すなわち凝固エリア42に対してプラズマガス放電が行われ、いわゆるガスによるスプレー凝固が行われる。なお、実施の形態1と同様に、ハンドピース56に設けられている赤外線温度センサ32は、凝固エリア42の平均温度を計測し、入力処理回路26に温度信号を出力する。

【0017】上記構成を有するプラズマガス放電装置は、生体40における凝固エリア42の温度を表示等するために、制御部10では上述した図2に示す温度表示処理または図3に示す温度制御処理が行われる。そのため、図2におけるステップS12の実行により、凝固エリア42の温度が表示部14に表示され、図3におけるステップS24、S26、S28の実行によってパイプ58から凝固エリア42に対して行われるプラズマガス放電の大きさをコントロールすることができる。したがって、上記実施の形態2によれば、凝固エリア42（凝固部位）において最適な凝固温度で外科的処置を施すことができる。そのため、凝固不良（不足）や、過度の温度上昇による健康な細胞組織への熱傷を防止することができる。したがって、患部を過不足なく最適に凝固させることができる。また、悪性細胞の治療にあたる場合には、その悪性細胞を死滅させる温度に目標温度（一般的には42度以上）を予め設定しておく。こうすることによって、悪性細胞のみを死滅させ、その悪性細胞の周辺あるいは深部に隣接する健康な細胞組織への影響を最小限に抑えることができる。

【0018】〔他の実施の形態〕上述した電気外科的装置におけるその他の部分の構造、形状、大きさ、材質、個数、配置および動作条件等については、上記実施の形態に限定されるものでない。例えば、上記実施の形態を応用した次の各形態を実施することもできる。

（1）本発明は電気メス装置におけるスプレー凝固およびプラズマガス放電装置に適用したが、これらの電気外科的装置に限ることなく、レーザメス、マイクロ波装置等の他の電気外科的装置にも同様に適用することができる。こうした他の電気外科的装置に適用した場合でも、上記実施の形態と同様の効果を得ることができる。

（2）実施の形態1、2において、生体40についての凝固エリア42の現在温度を表示部14に表示する態様で実現した。この態様に限らず、凝固エリア42の現在温度は他の部位や装置等で表示するようにしてもよい。

例えば、図5に示すように、ハンドピース34に表示部35を設け、その表示部35に凝固エリア42の現在温度を表示するようにしてもよい。

【0019】(3)実施の形態1, 2では一つの目標温度を予めRAM22に記憶しておく態様を実現したが、複数の目標温度を予めRAM22に記憶しておいてもよい。この場合、図3に示すステップS24では、記憶されている複数の目標温度のうちの一つの目標温度が参照される。このように、複数の目標温度のうちの一つの目標温度を選択するための手段としては、図6(A)に示すようにハンドピース34に複数個の選択ボタン31を設ける。参照される目標温度は、押された選択ボタン31に応じて定められる。こうすることによって、生体40の患部によっては複数の温度で処置する必要がある場合に、選択ボタン31を操作するだけでその患部を過不足なく最適に凝固させることができる。なお、RAM22に記憶する複数の目標温度は、例えば入力部16から入力することも可能である。また、経験的に得られた目標温度であって変化がない場合には、ROM12に記憶させてもよい。

(4)実施の形態1, 2では一つの目標温度を予めRAM22に記憶しておく態様を実現したが、その目標温度を連続的に可変してRAM22に記憶できるようにしてもよい。この場合、RAM22に目標温度を記憶させる手段として、図6(B)に示すように、ハンドピース34に調整ノブ33を設け、その調整ノブ33から制御部10に目標温度の情報を伝達する構成によって実現される。なお、図6(B)には回転式の調整ノブ33の例を示す。こうすることによって、術者の経験的知識により患部ごとに対応した適切な温度で処置することができ、その患部を過不足なく最適に凝固させることができる。

【0020】(5)実施の形態1, 2において、赤外線温度センサ32から出力される温度信号は有線で制御部10の入力処理回路26に伝達する態様で実現した。この態様に限らず、温度信号を無線で伝達する態様としてもよい。すなわち、ハンドピース34に赤外線温度センサ32とともに無線送信機を設け、制御部10に無線受信機を設けることにより実現される。また、温度信号は有線/無線ともにアナログで伝達したが、デジタルで伝達するように構成してもよい。デジタルの場合には、ECC(Error Correcting Code)等の冗長データを温度データに付加することにより、雑音の影響を低減することができる。

(6)実施の形態2において、不活性ガスにはヘリウムガス(He)、ネオンガス(Ne)、アルゴンガス(Ar)、あるいはこれらのガスと二酸化炭素(CO₂)、酸素(O₂)等との混

合ガスを用いてもよい。この場合には、ガスの種類によっては凝固を促進させたり、殺菌等の効果を得ることができる。

(7)凝固エリア42(凝固部位)の温度を計測するセンサとして赤外線温度センサ32を適用したが、他の放射温度計を適用してもよい。例えば、サーモパイル、ボロメータ、焦電素子、光電管、光電子増倍管、PbS、Ge(Au)、InSb(PC)等のセンサ(検出器)がある。

【0021】

【発明の効果】本発明によれば、温度センサによって生体に形成された凝固部位の温度が計測され、その温度が出力装置(例えば出力制御装置や表示装置等)に出力される。そのため、生体に形成された凝固部位の現在温度に基づいて、外科的処置を施すことができる。したがって、外科的処置を行なっている患部の温度を適正に維持し、その患部を過不足なく適切に凝固させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】電気メス装置の概略構成をブロック図で示す。

【図2】温度表示処理の手順をフローチャートで示す。

【図3】温度制御処理の手順をフローチャートで示す。

【図4】プラズマガス放電装置の概略構成をブロック図で示す。

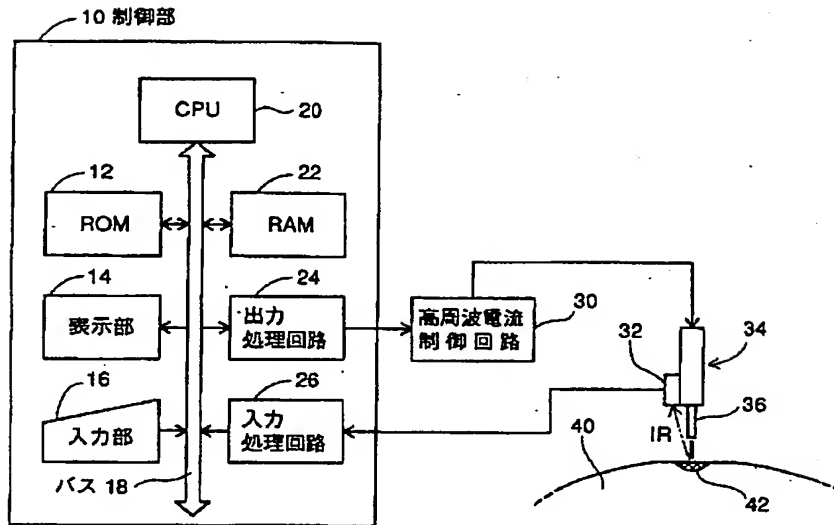
【図5】図1の一部を拡大して示す図である。

【図6】ハンドピースの外観を示す図である。

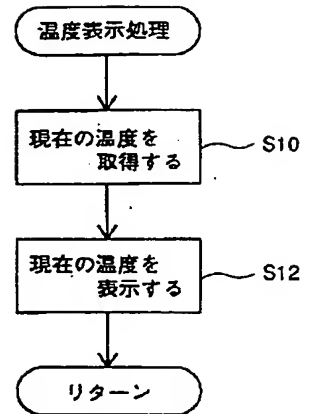
【符号の説明】

- 10 制御部
- 12 ROM
- 14 表示部
- 16 入力部
- 20 CPU
- 22 RAM
- 24 出力処理回路
- 26 入力処理回路
- 30 高周波電流制御回路
- 32 赤外線温度センサ
- 34 ハンドピース
- 36 ブレード
- 40 生体
- 42 凝固エリア
- 50 高電圧発生コイル
- 52 駆動回路
- 54 発信回路
- 56 ハンドピース
- 58 パイプ

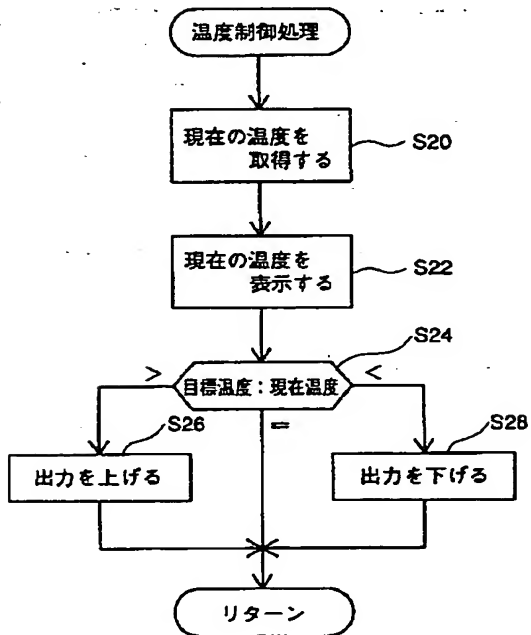
【図1】



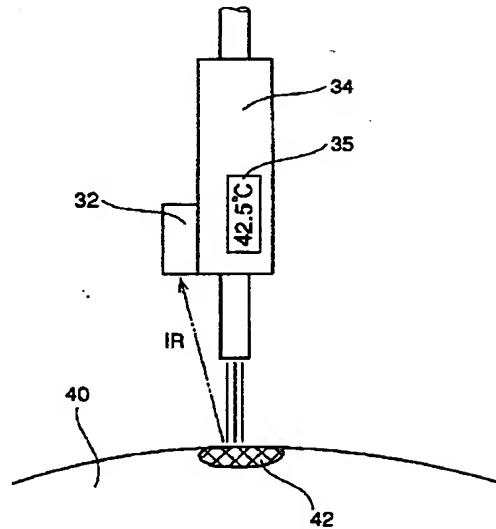
【図2】



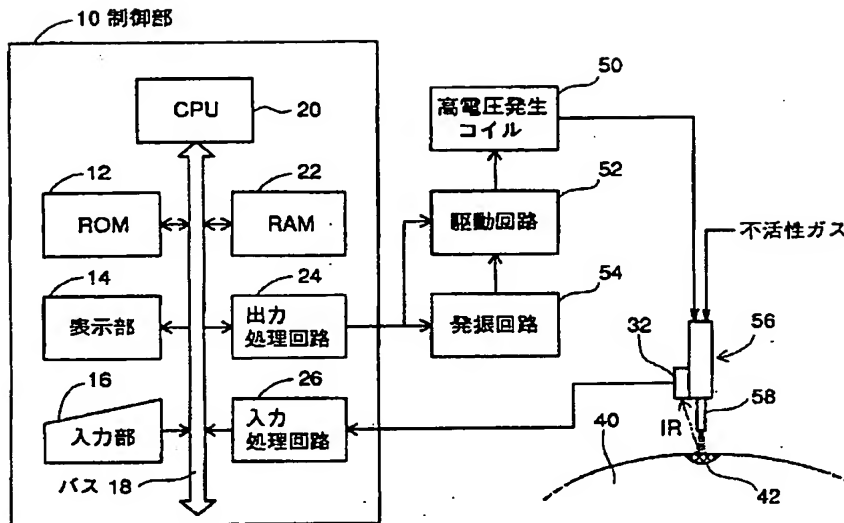
【図3】



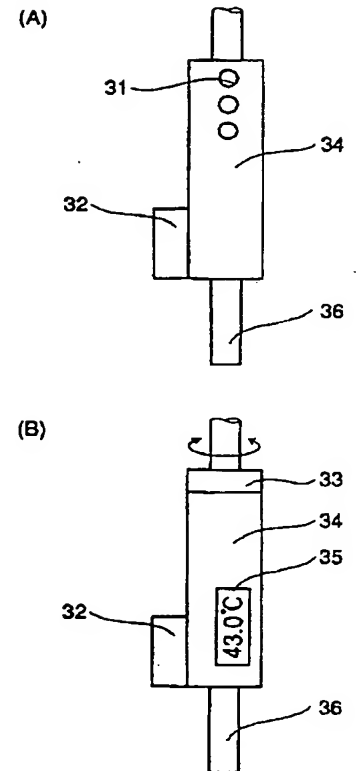
【図5】



【図4】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 内田 昌義
愛知県尾西市北今字定納28番地 株式会社
メックス内

(72)発明者 古館 貴雄
愛知県尾西市北今字定納28番地 株式会社
メックス内